



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR MICROTRAÇÃO DE
TRÊS SISTEMAS ADESIVOS NA DENTINA LATERAL,
CORONÁRIA E RADICULAR.**

Trabalho submetido por
Ecaterina Ursu
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Clique aqui para introduzir o Título e Nome da Orientadora

outubro de 2018



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR MICROTRAÇÃO DE
TRÊS SISTEMAS ADESIVOS NA DENTINA LATERAL,
CORONÁRIA E RADICULAR**

Trabalho submetido por
Ecaterina Ursu
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Mário Cruz Polido

outubro de 2018

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor Mário Cruz Polido por toda a ajuda acordada ao longo da realização deste trabalho, pelo rigor e profissionalismo, pela boa disposição com a qual sempre me recebeu e pela disponibilização do laboratório de biomateriais.

Ao Prof. Doutor José Brito pela disponibilidade a ajuda crucial no tratamento estatístico dos dados.

Aos meus pais, por todo o amor, carinho e confiança que depositam em mim, por me terem proporcionado a oportunidade de concluir este curso e por me desafiarem sempre a tornar-me melhor.

À minha tia Angela, por todos os concelhos e desabafos, e por me ter acompanhado sempre nos melhores e piores momentos.

Ao Miguel, por ser para além de namorado um excelente amigo, por acreditar em mim e me fazer acreditar que tudo vai correr bem.

À Carlinha, a melhor parceira de box de sempre, que completamente ao acaso se tornou numa amiga que levo para a vida.

Às minhas amigas de longa data Sofia e Diana, pelas pessoas fantásticas que são e por todos os bons momentos que passámos juntas.

Às minhas amigas Constança, Cici e Carol que apesar da distância permanecem sempre por perto.

À Claudete que da maneira mais inesperada se tornou numa grande amiga e técnica informática.

A todos os meus amigos, por contribuírem para a minha sanidade mental e por serem grandes companheiros, mas acima de tudo, por terem tornado estes últimos 5 anos os melhores anos da minha vida.

Resumo

Objetivos: Avaliar a resistência adesiva por microtração de três sistemas adesivos, aplicados na sua vertente *self-etch*, em dentina lateral coronária e radicular.

Materiais e métodos: Foram recolhidos 15 dentes molares hígidos, extraídos há menos de 6 meses. Os dentes foram seccionados pelo colo anatómico separando-os em duas metades coronárias e radiculares. Os fragmentos foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos experimentais (n=5). A produção de *smear layer* foi standardizada pelo polimento das superfícies com discos de polimento SiC (400 grit). Nos grupos OCC e OCR o sistema adesivo utilizado foi o OneCoat7 Universal, nos grupos FutC e FutR o sistema aplicado foi o Futurabond®U e nos grupos NorC e NorR o sistema aplicado foi o Normobond SE. Os três sistemas adesivos foram aplicados de acordo com a técnica *self-etch*. Nas faces mesiais e distais de cada fragmento foram construídos blocos de resina composta Filtek™ Z250 em incrementos de 2 mm até se obter um bloco de resina de cerca de 8 mm.

As amostras foram seccionadas em espécimes de 1 mm² e armazenadas durante 24h em água desionizada numa estufa a 37°C. Após esse período, os palitos foram submetidos a um teste de microtração à velocidade constante de 0.5 mm/min até ao momento da fratura e o valor da força aplicada nesse momento foi registada. As fraturas foram classificadas como adesivas, coesivas de resina, coesivas de dentina ou mistas. Os resultados foram analisados com recurso a um modelo linear misto ($p \leq 0,05$).

Resultados: Os resultados obtidos demonstram diferenças significativas entre as forças de resistência adesiva nas duas regiões dentinárias. Também foram verificadas diferenças significativas entre os três adesivos, sendo que o sistema Normobond SE apresenta forças mais elevadas que os sistemas Futurabond®U e OneCoat7 Universal. O desempenho dos adesivos mostrou ser independente da região dentinária.

Conclusões: As forças adesivas e a resistência à microtração são mais elevadas na dentina coronária. O sistema adesivo utilizado influencia o resultado final sendo que o seu desempenho é independente da região dentinária em que é utilizado.

Palavras-Chave: Dentina coronária; Dentina radicular; Sistemas adesivos universais; Self-etch.

Abstract

Objectives: To evaluate the microtensile bond strength of three adhesive systems, applied according to the self-etch technique, to lateral, coronal and radicular dentin.

Materials and Methods: Fifteen healthy molar teeth, extracted less than 6 months ago, were collected. The teeth were sectioned by the anatomical neck separating them into two coronary and radicular halves. The fragments were randomly assigned to 6 experimental groups ($n = 5$). The production of smear layer was standardized by polishing the surfaces with SiC polishing discs (400 grit). In the OCC and OCR groups the adhesive system used was the OneCoat7 Universal, in the FutC and FutR groups the applied system was Futurabond®U and in the NorC and NorR groups the system applied was the Normobond SE. The three adhesive systems were applied according to the self-etch technique. In the mesial and distal faces of each fragment, Filtek™ Z250 composite resin blocks were constructed in 2 mm increments until a resin block of about 8 mm was obtained.

The samples were sectioned into 1 mm² specimens and stored for 24 h in deionized water in an oven at 37 ° C. After this period, the sticks were subjected to a microtensile test at a constant speed of 0.5 mm / min until the moment of fracture and the force value applied at that moment was recorded. The fractures were classified as adhesive, resin cohesive, dentin cohesive or mixed. The results were analyzed using a mixed linear model ($p \leq 0.05$).

Results: The results obtained demonstrate significant differences between the adhesive strength forces in the two dentin regions. Significant differences were also observed between the three adhesives, and the Normobond SE system has higher forces than the Futurabond®U and OneCoat7 Universal systems. The performance of the adhesives showed to be independent of the dentin region.

Conclusions: Microtensile bond strength are higher in coronary dentin. The adhesive system used influences the final result and its performance is independent of the dentin region in which it is used.

Key-words: Coronal dentin; Radicular dentin; Universal adhesive systems; Self-etch.

Índice Geral

| | | |
|--------|--|----|
| I. | Introdução | 13 |
| 1. | Dentina: composição e estrutura..... | 13 |
| 1.1. | Pré-dentina..... | 13 |
| 1.2. | Dentina primária | 14 |
| 1.2.1. | Dentina do manto | 14 |
| 1.2.2 | Dentina circumpulpar | 15 |
| 1.3. | Dentina secundária | 16 |
| 1.4. | Dentina terciária | 16 |
| 1.5. | Dentina radicular | 17 |
| 2. | Adesão | 18 |
| 1.2 | | 20 |
| 2.1. | Adesão à dentina..... | 20 |
| 2.2. | Sistemas adesivos | 22 |
| 2.2.1. | Evolução histórica | 22 |
| 2.2.2. | Adesivos etch-and-rinse | 24 |
| 2.2.3. | Adesivos self-etch ou etch-and-dry | 26 |
| 2.2.4. | Adesivos Universais ou multimodo..... | 27 |
| 3. | Lâmpadas emissoras de luz | 28 |
| 4. | Resistência adesiva à microtração | 28 |
| II. | Objetivos..... | 31 |
| III. | Hipóteses | 31 |
| IV. | Materiais e métodos..... | 33 |
| V. | Resultados..... | 43 |
| VI. | Discussão | 47 |

| | | |
|-------|-------------------|----|
| VII. | Conclusões..... | 55 |
| VIII. | Bibliografia..... | 57 |
| IX. | Anexos:..... | |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1- Fotografia ao microscópio eletrónico de varrimento de dentina globular | 15 |
| Figura 2- Molhabilidade e ângulos de contacto | 20 |
| Figura 3- Classificação dos sistemas adesivos consoante a sua ação sobre a smear layer | 24 |
| Figura 4- Fotomicrografia da dentina após condicionamento ácido com ácido ortofosfórico durante 15 segundos | 25 |
| Figura 5- Micrótomo de tecidos duros Accutom 50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) | 34 |
| Figura 6- Máquina polidora Struers LabPol-4 (Struers, Ballerup, Dinamarca) | 36 |
| Figura 7- Fotopolimerizador Elipar TM Deep cure S (3M, St.Paul, MN, USA) | 37 |
| Figura 8- Estufa Memmert INE 400 (Memmert, Alemanha) | 38 |
| Figura 9-- Máquina de testes universais Autograph AG-IS 50 kN (Shimadzu Kyoto, Japan) | 39 |
| Figura 10- Fotografias de algumas etapas de preparação dos fragmentos. | 40 |
| Figura 11- Aparelho medidor de pH Basic 20 (Crison, Barcelona, Espanha) | 40 |

Índice de tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1- Materiais utilizados: Composição, lote e pH | 33 |
| Tabela 2- Grupos experimentais e respectivos sistemas adesivos e dentina | 35 |
| Tabela 3- materiais e respectivas instruções de utilização indicadas pelo fabricante. | 37 |
| Tabela 4- Qualidade de ajustamento de várias matrizes para variâncias homogêneas. | 44 |
| Tabela 5- Type III tests of fixed effects a | 45 |
| Tabela 6- Médias e desvios padrão de cada grupo | 46 |

Índice de gráficos

| | |
|---|----|
| Gráfico 1- Dispersão dos valores de força adesiva para todos os adesivos e regiões dentinária (foram considerados casos em que se obtiveram até 10 palitos por região dentinária) | 43 |
| Gráfico 2- Representação gráfica dos resultados obtidos | 45 |

Índice de Siglas

μm- micrómetro

mm- milímetro

nm- nanómetro

MPa- megapascal

NPG-GMA- N-felilglicina glicidil metacrilato

Fenil P- Fenil-hidrogenofosfato

HEMA- 2-hidroxietil metacrilato

H₃PO₄- ácido ortofosfórico

TEGDMA- trietilenoglicol metacrilato

Bis-GMA- bisfenol-A glicidil metacrilato

UDMA- uretano dimetacrilato

10-MDP- 10-Metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

pH- potencial de hidrogénio

Ca²⁺- ião cálcio

μTBS- resistência adesiva por microtração

mW/cm²- microwatts por centímetro cúbico

N- Newton

MM- modelo linear misto

AR1- auto-regressão de 1ª ordem

ARMA1- auto-regressão de 1ª ordem com média móvel

SC- simetria composta

ID- identidade

TP- toeplitz

I. Introdução

1. Dentina: composição e estrutura

A dentina é uma estrutura biológica complexa e as suas propriedades e microestrutura influenciam os procedimentos em dentisteria restauradora e preventiva (Marshall *et al.*, 1997).

Do ponto de vista histológico, a dentina é um tecido conjuntivo mineralizado que se encontra subjacente ao esmalte e envolve a polpa formando o corpo do dente. A composição da dentina consiste em 50% a 70% de matéria inorgânica na forma de hidroxiapatite, 20% a 30% de matéria orgânica composta maioritariamente por colagénio tipo I e 10% a 20% de água (Nanci, 2013).

A composição e estrutura da dentina variam consoante a região do dente em que se localiza, mas a estrutura básica é comum a todos os tipos de dentina e caracteriza-se por uma rede de colagénio mineralizada na qual penetram múltiplos túbulos dentinários. Estes contêm as extensões citoplasmáticas dos odontoblastos, células responsáveis pela sua produção e manutenção, e o fluído dentinário. A tubularidade é uma característica fundamental da dentina, afetando as suas propriedades mecânicas, a sua resistência às forças oclusais e o seu comportamento na adesão. A compreensão da estrutura tridimensional é, deste modo, um fator fundamental para a escolha da forma do preparo a realizar, bem como do procedimento restaurador mais adequado (Marshall *et al.*, 1997; Tjäderhane *et al.*, 2009; Goldberg, 2011; Nanci, 2013).

A dentina pode ser classificada em vários tipos de acordo com a sua origem, função e o local onde se encontra.

1.1. Pré-dentina

A pré-dentina é uma camada de matriz orgânica não mineralizada cuja espessura varia entre 10 a 50 μm . Encontra-se junto à polpa e é formada principalmente por colagénio. Esta estrutura mais tarde virá a dar origem à dentina, à medida que a matriz de colagénio for mineralizada (Nanci, 2013).

A espessura da camada de pré-dentina tende a manter-se constante uma vez que vai sendo adicionada uma nova matriz de colagénio enquanto a antiga é mineralizada. Não obstante, a pré-dentina atinge a sua espessura máxima na fase de dentinogénese ativa e diminui com a idade (Nanci, 2013).

1.2.Dentina primária

A maior parte do dente consiste em dentina primária. A formação e deposição desta dentina começa no estágio inicial da formação do dente e continua após a erupção das peças dentárias até ao momento em que estas entram em função. Após ser estabelecido o primeiro contacto oclusal, inicia-se o processo de formação e deposição da dentina secundária, que continua até à completa formação da raiz (Nanci, 2013).

1.1.1. 1.2.1. Dentina do manto

A dentina do manto é a camada mais superficial, junto ao esmalte, da dentina e tem 5 a 30 mm de espessura, em dentes humanos. Acredita-se que o conteúdo mineral da dentina do manto seja menor do que o da dentina circumpulpar, no entanto as diferenças no grau de mineralização não se limitam à dentina do manto, sendo graduais ao longo do dente (Tjäderhane *et al.*, 2009).

Outras características que diferenciam a dentina do manto da restante, como a composição bioquímica e o processo de mineralização são. As fibras de Von Korff fazem parte da dentina do manto e são constituídas de colagénio tipo III, fibronectina e uma pequena quantidade de colagénio tipo I. Quanto à de mineralização, a dentina do manto caracteriza-se pela sua estrutura globular, como ilustrado na Figura 1. A deposição da matéria inorgânica, neste caso, dá-se por intermédio das vesículas da matriz, que se inicia como a formação de cristais únicos que crescem e rompem as vesículas para se organizarem em aglomerados de cristais minerais, de aproximadamente 2 mm de diâmetro e se fundem com aglomerados adjacentes dando origem a uma camada contínua de matriz mineralizada. Esta camada de dentina, por norma é atubular podendo, esporadicamente, conter finas ramificações tubulares (Tjäderhane *et al.*, 2009; Goldberg, 2011; Nanci, 2013).

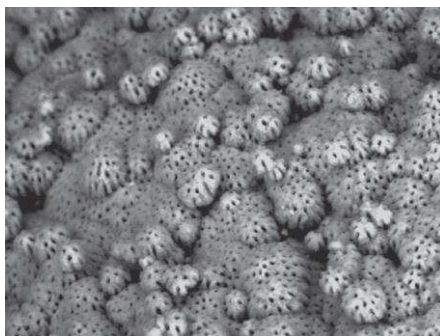


Figura 1- Fotografia ao microscópio eletrônico de varrimento de dentina globular (retirado de Nanci, 2013).

1.2.2 Dentina circumpulpar

A dentina circumpulpar situa-se imediatamente abaixo da dentina do manto e envolve a polpa. Na fase inicial da dentinogénese apresenta-se como uma fina camada que aumenta a sua espessura à custa do espaço que a polpa ocupa, uma vez que a deposição dentinária dá-se de forma centrípeta. Ao contrário do que acontece na dentina do manto, na dentina circumpulpar a matriz orgânica é secretada totalmente pelas células odontoblásticas, resultando numa matriz de colagénio bastante mais compacta. Dentro da dentina circumpulpar distinguem-se dois subtipos de dentinas: a dentina intertubular e a peritubular (Nanci, 2013).

A maior parte da dentina primária é dentina intertubular, ao passo que a dentina peritubular circunda o lúmen tubular. Estes dois tipos de dentina diferem entre si na estrutura e na composição (Tjäderhane *et al.*, 2009; Goldberg, 2011; Nanci, 2013).

A dentina intertubular consiste numa densa rede de fibras de colagénio mineralizada, sendo que a proteína mais abundante é o colagénio tipo I (90%). As proteínas não colagénias regulam a nucleação e crescimento da fase mineral, ou a sua inibição. Em consequência, os cristais depositam-se em placas de 2 a 5 nm de espessura e 60 nm de comprimento. Microscopicamente, são alongados com forma de agulha e encontram-se à superfície das fibras de colagénio, paralelos ao eixo fibrilar. Neste caso a mineralização é do tipo linear (Goldberg, 2011).

A dentina peritubular, ao contrário da intertubular, não resulta da transformação da pré-dentina em dentina. A formação da dentina peritubular passa por um processo de

adsorção de uma matriz amorfa ao longo do lúmen dos túbulos dentinários. Pensa-se que essa matriz amorfa possa ser secretada pelos processos odontoblásticos no interior da dentina ou ser oriunda da linfa dentinária. Proteoglicanas, lípidos e outras proteínas da matriz extracelular estão implicados na formação de uma fina rede amorfa, que mais tarde virá a dar origem a uma dentina peritubular densa e hipermineralizada. Na matriz orgânica não foram identificadas fibras de colagénio, mas foram detetados fosfolípidos e proteínas não-colagénias. O padrão de mineralização na dentina peritubular é do tipo globular e os cristalitos minerais foram descritos como estruturas isodiamétricas com cerca de 25nm de diâmetro depositados à volta do lúmen dos túbulos, formando um anel. A formação da dentina peritubular dá-se dentro dos túbulos, longe da frente de mineralização, e é mais desenvolvida nas duas partes internas da dentina circumpulpar (Tjäderhane *et al.*, 2009; Goldberg, 2011; Nanci, 2013).

1.3. Dentina secundária

A formação da dentina secundária é mais lenta e tem início quando se estabelece o contacto entre cúspides adjacentes, continuando para o resto da vida. A dentina secundária não difere muito da primária. As únicas grandes diferenças entre elas são a morfologia e a curvatura em S dos túbulos dentinários, que aqui é mais acentuada devido à retração pulpar e à restrição do espaço dos odontoblastos à sua periferia. A estrutura tubular apesar de ser menos regular parece continuar com a da dentina primária. Alguns autores sugerem que os túbulos dentinários da dentina secundária são mais propensos à esclerose que os da dentina primária (o lúmen é preenchido com material calcificado). Este processo diminui a permeabilidade dentinária constituindo um mecanismo de defesa pulpar. A deposição de dentina secundária não é uniforme já que a maior parte parece localizar-se no teto e no chão da câmara pulpar, especialmente em dentes molares. Inicialmente, os odontoblastos formam uma camada de dentina com 10 µm de espessura, que mais tarde é reduzida para uma camada de 4 µm depositada diariamente (Tjäderhane *et al.*, 2009; Goldberg, 2011; Nanci, 2013).

1.4. Dentina terciária

A dentina terciária forma-se em resposta a uma agressão exterior (atrito, abrasão, erosão, trauma, cárie, ou procedimentos restauradores) como mecanismo de defesa, aumentando a espessura da barreira de tecido mineralizado entre a polpa e o agente

agressor. Ao contrário do que acontece com a dentina primária e secundária, a deposição da dentina terciária é feita em função do estímulo, pelas células afetadas, de forma localizada. A quantidade e a qualidade da dentina terciária dependem da intensidade e da duração do estímulo. Os túbulos dentinários podem apresentar-se como uma continuação dos túbulos da dentina secundária, podem ser escassos em número e dispostos de forma irregular ou estar ausentes. As células responsáveis pela formação da dentina terciária podem estar dispostas à superfície ou estar incluídas na própria dentina (Tjäderhane *et al.*, 2009; Nanci, 2013).

A dentina terciária pode ser subdividida em dois tipos: dentina reacional, formada por odontoblastos pré-existentes e dentina reparadora, formada por células odontoblast-like recém-diferenciadas. Geralmente a dentina reacional é tubular e continua com a dentina secundária enquanto a estrutura, a organização e a mineralização da dentina reparadora variam significativamente (Tjäderhane *et al.*, 2009).

1.5. Dentina radicular

Ainda que existam algumas diferenças, a formação da dentina radicular ocorre de maneira semelhante à da dentina coronária. Após completa formação da coroa, forma-se a bainha epitelial de Hertwig cujas células induzem a diferenciação dos odontoblastos e consequentemente a formação da dentina radicular. Na parte mais superficial da dentina radicular encontra-se a camada granular de Tomes. Acredita-se que esta camada represente a dentina do manto à superfície radicular ou que se localize imediatamente abaixo da dentina do manto na raiz. Na raiz, a junção cimento-dentinária consiste numa região de pontes de colagénio de 15 a 30 μm de largura, resultante da fusão entre fibras de colagénio do cimento com fibras de colagénio paralelas à superfície radicular. Tal como a dentina do manto coronária, a junção cimento-dentinária é uma estrutura porosa, apresentando canalículos dentinários finos e pouco fundidos. A densidade dos túbulos dentinários também sofre uma redução significativa no sentido centrífugo. A diferença mais notória entre as dentinas coronária e radicular reside na orientação dos túbulos dentinários. Na dentina coronária, os túbulos seguem um trajeto em forma de S desde a superfície externa até à junção pulpo-dentinária. Na dentina radicular, os túbulos seguem praticamente em linha reta (Tjäderhane *et al.*, 2009; Nanci, 2013).

2. Adesão

A adesão pode ser definida como o fenômeno através do qual duas superfícies com diferentes composições moleculares contactam entre elas, unem-se uma à outra e se mantêm juntas devido às forças de atração, que podem ser químicas, físicas ou mecânicas (Nakabayashi *et al.*, 1991; Anusavice *et al.*, 2013).

Para compreendermos o mecanismo da adesão e as suas limitações no meio oral é necessário recordar alguns conceitos. Quando falamos de adesão, por norma existe o adesivo, substância aderente capaz de manter unidos outros materiais e o aderente, termo referente ao substrato aderido (Anusavice *et al.*, 2013).

A adesão mecânica ocorre quando se estabelece uma interligação física entre os materiais, o adesivo penetra nas irregularidades microscópicas ou submicroscópicas (fendas e poros) na superfície do aderente, ficando retido nessa superfície após o seu endurecimento. O mecanismo de união micromecânica tem sido referido em dentisteria, em virtude da inexistência de materiais restauradores e cimentos verdadeiramente adesivos. A camada híbrida é descrita como exemplo de adesão micromecânica, na medida em que se verifica uma interligação entre os polímeros resinosos e as fibras de colagénio (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi *et al.*, 1991; Watanabe *et al.*, 1994).

Adesão química estabelece-se através de forças de valência primárias (ligações covalentes, iónicas e metálicas) e de forças de valências secundárias, (forças de Van der Waals). Para ocorrer a adesão, as superfícies devem ser atraídas uma à outra na sua interface, ou seja, deverá existir à superfície dos materiais energia suficiente para que se estabeleçam ligações. A coesão é diferente de adesão, refere-se às ligações entre moléculas similares dentro do próprio material. O aumento de energia por unidade de área de superfície é referido como energia de superfície ou tensão superficial. Os átomos superficiais dos sólidos tendem a ligar-se a outros átomos próximos a si pois isso representa o estado de menor energia. No entanto, a energia de superfície e as qualidades adesivas de um sólido podem ser reduzidas por impurezas superficiais (smear layer, saliva, sangue, etc.). Podemos concluir que quanto maior for a energia de superfície maior será a capacidade de adesão (Nakabayashi *et al.*, 1982; Anusavice *et al.*, 2013).

Adesão física depende de ligações mais fracas, as forças de valência secundárias (dipolos moleculares e nuvens de elétrons) (Anusavice *et al.*, 2013;).

É extremamente difícil conseguir uma boa adesão entre duas superfícies sólidas porque por mais bem polidas que aparentem, a nível molecular são rugosas e consequentemente, quando justapostas, apenas os pontos de maior relevo contactam. Como esses pontos representam apenas uma pequena fração da superfície total, a adesão conseguida é impercetível. Para além disso, caso as moléculas superficiais dos dois sólidos se encontrem separadas por uma distância superior a $0,0007\ \mu\text{m}$, a atração entre elas é desprezível. A solução para este problema consiste na aplicação de um líquido que escoe para o interior das irregularidades das superfícies, preenchendo-as e consequentemente aumentando a área de contacto entre os sólidos. A capacidade do adesivo para se espalhar pela superfície e aderir ao sólido tem o nome de molhabilidade e depende da limpeza da superfície, da energia de superfície e do ângulo de contacto (Watanabe *et al.*, 1994; Anusavice *et al.*, 2013).

De um modo geral, para haver um bom molhamento, a superfície do aderente deverá estar limpa e seca e apresentar uma energia de superfície igual ou superior à do adesivo (Se o adesivo for atraído para as moléculas do aderente com uma intensidade igual ou superior às suas forças coesivas este espalhar-se-á completamente pela superfície e o ângulo de contacto será próximo de zero). Por último, o ângulo de contacto consiste na extensão de superfície do aderente que o adesivo molha. O ângulo de contacto é um bom indicador de molhabilidade uma vez que a tendência de um líquido se espalhar pela superfície aumenta à medida que o ângulo de contacto diminui. A molhabilidade máxima ocorre quando o ângulo de contacto é igual a 0° e nula quando igual a 180° , como ilustrado na figura 2. Alguns autores defendem que a molhabilidade apenas é possível se o ângulo de contacto for igual ou inferior a 90° (Watanabe *et al.*, 1994; Anusavice *et al.*, 2013).

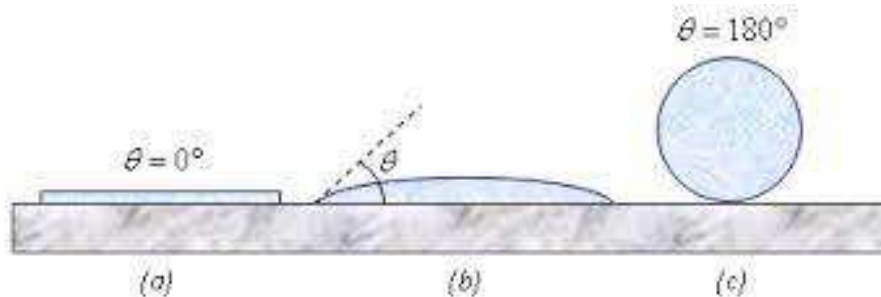


Figura 2-Molhabilidade e ângulos de contacto (retirado de <https://encryptedtbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcTCjqoi0Ugcl0-okxd9pMxaYk3jld9w-yLILQ3JwIYTB5VlrKqA> 25/05/2018; 19:43)

Podemos concluir que quanto menor for o ângulo de contacto, melhor será a capacidade de o adesivo fluir e preencher as irregularidades à superfície do aderente, mas a fluidez do adesivo também influencia a extensão do preenchimento dessas irregularidades. As irregularidades do substrato podem também ser um impedimento à união adesiva, constituindo zonas propícias à formação de bolhas de ar aquando a difusão do adesivo que impedirá a completa molhabilidade da superfície. Por sua vez, em redor desses espaços vazios na interface adesiva, criam-se áreas de concentração de tensão onde se pode iniciar a separação da união adesiva quando sujeita a variações térmicas e a forças mecânicas (Anusavice *et al.*, 2013;).

2.1. Adesão à dentina

A adesão à dentina começou com Buoncore em 1956, que sugeriu pela primeira vez o condicionamento ácido à dentina, princípio que só foi aceite em 1979 quando Fusayama introduziu o conceito de *total etch*. Atualmente, é descrita como um processo de substituição de material inorgânico por material resinoso que origina uma zona de interdifusão entre a dentina e o material restaurador, a camada híbrida. Os cristais de hidroxiapatite superficiais são desmineralizados levando à exposição das fibras de colagénio, que vão ancorar o adesivo após a polimerização (Brudevold *et al.*, 1956; Van Meerbeek *et al.*, 2003; K. Van Landuyt *et al.*, 2005).

A adesão ao esmalte é altamente previsível e o processo é relativamente simples. O condicionamento ácido é fundamental para o aumento da área de superfície, da energia de superfície, da molhabilidade e para a formação de microporosidades que serão

preenchidas pelo adesivo que após a polimerização fica retido micromecanicamente. Devido ao elevado conteúdo inorgânico e à reduzida quantidade de água que constituem o esmalte, as forças adesivas são muito estáveis (Bedran-Russo *et al.*, 2017).

À dissemelhança do que acontece no esmalte, a adesão à dentina continua a ser menos consistente e previsível, especialmente a longo prazo. A adesão à dentina é um verdadeiro desafio, não só devido ao maior conteúdo orgânico e água que fazem parte da sua composição, mas também pelas variações na morfologia e permeabilidade ao longo do dente. Para além disso, a dentina é um tecido complexo e dinâmico que sofre alterações com a idade e com estímulos iatrogénicos exteriores. Pensa-se que estas alternâncias de estrutura e permeabilidade na dentina afetem diretamente a adesão. (K. Van Landuyt *et al.*, 2005; Tjäderhane, 2015; Bedran-Russo *et al.*, 2017).

A utilização de instrumentos rotatórios ou manuais para remoção de lesões cariosas e preparo cavitário deixam à superfície do tecido dentário uma camada de *smear layer* de aproximadamente 1µm de espessura. Na dentina, a *smear layer* é composta por colagénio desnaturado e detritos minerais provenientes da hidroxiapatite e clinicamente pode estar contaminada por bactérias e saliva. Esta camada de detritos cobre a superfície dentinária e penetra nos túbulos dentinários formando *smear plugs* e apresenta forças de adesão fracas à dentina (aproximadamente 5 MPa). O colagénio desnaturado com a sua consistência em gel, à superfície da *smear layer*, atua como uma barreira seletiva à infiltração do adesivo pelo que, de modo a conseguir uma boa hibridização a *smear layer* deve ser removida ou dissolvida e incorporada na camada híbrida (K. Van Landuyt *et al.*, 2005; Thanatvarakorn *et al.*, 2014).

Ambas as técnicas têm bons resultados, mas a remoção da *smear layer* aumenta consideravelmente a permeabilidade da dentina, favorecendo o fluxo de fluído dentro dos túbulos dentinários. A permeabilidade é reduzida a praticamente zero quando a dentina se encontra coberta por *smear layer* e o túbulos obstruídos pelos *smear plugs* (Marshall *et al.*, 1997; Sartori *et al.*, 2016).

A infiltração dos monómeros resinosos na dentina mineralizada não é possível num intervalo de tempo clinicamente aceitável, portanto é necessário provocar uma desmineralização suficiente da dentina de modo a facilitar o encapsulamento da rede de colagénio, mas não em demasia ao ponto de deixar uma zona fraca colagénio colapsado.

Além disso, para que se consiga uma boa adesão, a superfície deve ser mantida húmida de modo a evitar o colapso da rede de colagénio. O objetivo é expandir a rede de colagénio, mantendo os espaços interfibrilares que mais tarde serão preenchidos pelo adesivo. O excesso de água, no entanto, não permite a infiltração nem a polimerização adequadas dos monómeros na dentina, deixando zonas de fibras de colagénio sem suporte e impregnadas em água ao longo da camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1991; Sartori *et al.*, 2016).

Infiltração insuficiente dos monómeros resinosos no colagénio dentinário, a permeabilidade e afinidade com a água da interface adesiva e a ativação das metaloproteinases da matriz são fatores que podem acelerar a degradação colagénica e reduzir a longevidade da interface adesiva, na dentina (K. Van Landuyt *et al.*, 2005; Ferreira & Figueiredo, 2015).

2.2. Sistemas adesivos

Os sistemas adesivos são soluções de monómeros resinosos que unem o material restaurador ao substrato dentário. A sua principal função é proporcionar a retenção dos materiais restauradores, mas um bom adesivo deverá também garantir um selamento marginal adequado, prevenindo a microinfiltração ao longo das margens da restauração (Perdigão, 2007; K. L. Van Landuyt *et al.*, 2007).

Os sistemas adesivos têm três componentes: um ácido, um *primer* e um adesivo. Consoante o tipo de adesivo estes componentes podem ser apresentados em frascos individuais ou podem ser combinados. Independentemente da apresentação dos adesivos estes contêm na sua composição alguns constituintes comuns, como monómeros resinosos; solventes orgânicos; iniciadores e inibidores de polimerização e por vezes, partículas inorgânicas (K. L. Van Landuyt *et al.*, 2007).

2.2.1. Evolução histórica

Os sistemas adesivos podem ser classificados segundo gerações, de acordo com a técnica de aplicação, com o número de passos ou consoante o tratamento da *smear layer* (Surbhi *et al.*, 2011).

A classificação segundo gerações, dá-nos uma perspetiva da evolução histórica dos sistemas adesivos, sendo descritas sete gerações. Alguns autores defendem que os sistemas adesivos universais recentemente introduzidos no mercado correspondem a uma oitava geração (Surbhi *et al.*, 2011; Chen *et al.*, 2015; Sofan *et al.*, 2017).

Os adesivos de primeira geração foram desenvolvidos na década de sessenta. Bowen tentou criar uma adesão química por quelação com o cálcio que fosse resistente à água, utilizando um có-monómero de superfície ativa, o NPG-GMA (N-felilglicina glicidil metacrilato). Mais tarde concluiu-se que as forças de adesão eram muito baixas (2 a 3MPa) e que os resultados clínicos eram insatisfatórios (Kugel & Ferrari, 2000; Surbhi *et al.*, 2011).

Os adesivos de segunda geração começaram a surgir no final da década de setenta. Estes adesivos eram do tipo éster fosfato, contendo Fenil-P (Fenil hidrogenofosfato) e HEMA (2-hidroxietil metacrilato) e foram desenvolvidos para aderir diretamente à *smear layer*. As forças adesivas destes adesivos eram de apenas 5 a 6 MPa que correspondia à força de adesão entre a *smear layer* e a dentina (Kugel & Ferrari, 2000; Surbhi *et al.*, 2011).

A terceira geração de sistemas adesivos foi introduzida nos anos oitenta. Estes adesivos modificavam ou removiam parcialmente a *smear layer*. Foi então introduzido o condicionamento ácido à dentina para alterar ou remover a *smear layer* e um *primer* separado que foi desenvolvido para penetrar na dentina. As forças adesivas obtidas foram de 3 a 8 MPa (Kugel & Ferrari, 2000; Surbhi *et al.*, 2011).

Os adesivos de quarta geração surgiram no início da década de noventa e introduziram o conceito de *total etch*: condicionamento ácido simultâneo do esmalte e dentina. Estes adesivos contêm um ácido, um primer e um bond e a sua aplicação envolve múltiplos passos incluindo o condicionamento ácido à dentina seguido da aplicação do *primer*, que contém monómeros anfipáticos capazes de se ligar à dentina hidrofílica, transformando-a numa superfície hidrofóbica. Posteriormente é aplicado o *bond*, resina de baixa viscosidade, de natureza hidrofóbica, que copolimerizava com o primer impregnado na dentina e com o material restaurador, formando uma zona de interdifusão, a chamada camada híbrida. Estes adesivos apresentam forças de adesão de 13 a 30 Mpa, apresentando ainda hoje os melhores resultados e são por isso a referência dos sistemas adesivos (Kugel & Ferrari, 2000; Surbhi *et al.*, 2011).

As gerações posteriores à quarta geração surgiram da necessidade de simplificar o processo de adesão. Os adesivos de quinta geração combinam o *primer* e o *bond* num só frasco. Os adesivos de sexta geração combinam o condicionador ácido e o *primer* num só frasco. Os adesivos de sétima geração combinam os três componentes num único frasco (Kugel & Ferrari, 2000; Surbhi *et al.*, 2011; Chen *et al.*, 2015).

Como a classificação por gerações gera algumas interpretações ambíguas, os sistemas adesivos são atualmente classificados consoante o tratamento da *smear layer* e depois subdivididos de acordo com número de passos. Deste modo, distinguem-se três tipos de sistemas adesivos: os *etch-and-rinse*, os *self-etch* e os universais ou multimodo, cada um deles subdivididos de acordo com o número de passos, como ilustrado na figura 3 (Kugel & Ferrari, 2000; Sofan *et al.*, 2017).

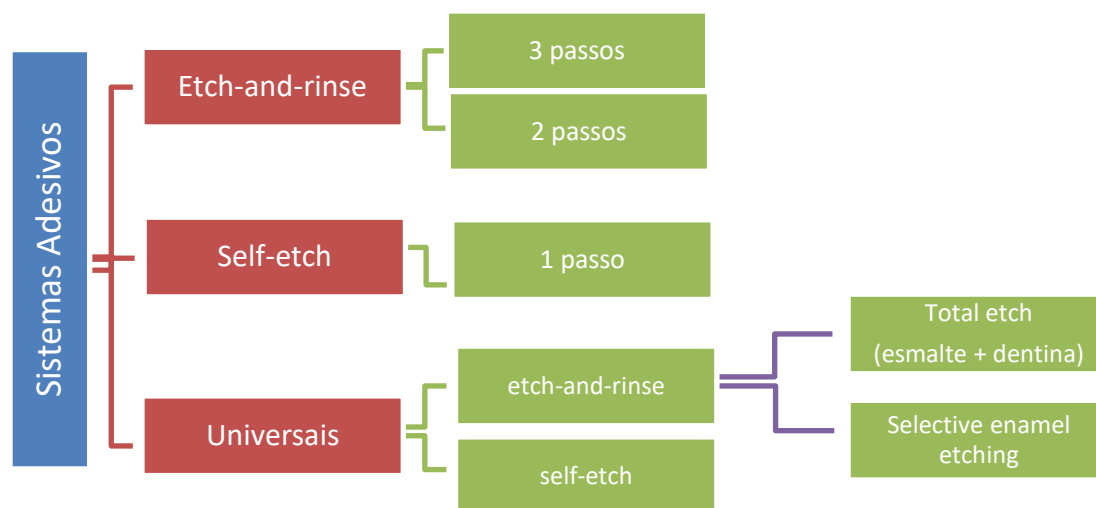


Figura 3- Classificação dos sistemas adesivos consoante a sua ação sobre a *smear layer*.

2.2.2. Adesivos *etch-and-rinse*

Entre os adesivos *etch-and-rinse* distinguem-se os de três e dois passos, dependendo respetivamente da aplicação separada ou combinada do *primer* e do *bond* (Milia *et al.*, 2012).

Os adesivos *etch-and-rinse* de três passos correspondem à quarta geração. O primeiro passo consiste na aplicação de um ácido que remove a *smear layer* e provoca uma desmineralização de cerca 3-5 μm na superfície dentinária e consequentemente a exposição da rede de colagénio (fig.4). O ácido mais utilizado pelos fabricantes é o

ácido ortofosfórico (H_3PO_4) em concentrações que podem variar entre 30 a 40%. O segundo passo caracteriza-se pela aplicação do *primer*, (solução de monómeros e solventes orgânicos) que funciona como promotor da adesão. Os solventes podem ser água, álcool ou acetona, e a sua função é conduzir os monómeros por entre os espaços interfibrilares da rede de colagénio para que se liguem a esta. Os monómeros de natureza hidrofílica e hidrofóbica (ex: HEMA; TEGDMA) constituem uma ponte de ligação entre a dentina húmida e o adesivo altamente hidrofóbico. O último passo é a aplicação do *bond*, resina adesiva fluida composta maioritariamente por monómeros hidrofóbicos (ex: bis-GMA; UDMA). A função do *bond* é penetrar nos espaços interfibrilares, co-polimerizar em conjunto com o *primer* formando uma camada híbrida ligada micro-mecanicamente à dentina (K. Van Landuyt *et al.*, 2005; Peumans *et al.*, 2005; K. L. Van Landuyt *et al.*, 2007; Milia *et al.*, 2012;).

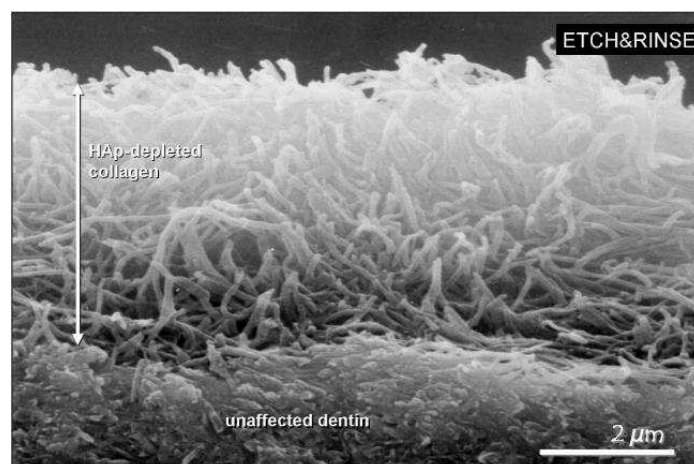


Figura 4- Fotomicrografia da dentina após condicionamento ácido com ácido ortofosfórico durante 15 segundos (retirado de Van Meerbeek *et al.*, 2003)

Os adesivos *etch-and-rinse* de dois passos correspondem à quinta geração e combinam o *primer* com o *bond* num único frasco diminuindo o protocolo de utilização de três para dois passos: aplicação do ácido e aplicação simultânea do *primer* e do *bond* (Milia *et al.*, 2012).

Tanto os adesivos *etch-and-rinse* de três como os de dois passos requerem uma lavagem abundante e secagem do substrato após a aplicação do ácido sendo essa a particularidade que os distingue dos adesivos *self-etch*. Porém, não existe uma

referência objetiva referente à secagem. Atualmente está vinculado o conceito de *wet bonding* que preconiza a aplicação do adesivo a uma dentina hidratada uma vez que a remoção excessiva de água, de uma dentina desmineralizada, pode levar ao colapso das fibras de colagénio o que diminui a molhabilidade da superfície (Nakabayashi *et al.*, 1991; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007).

2.2.3. Adesivos *self-etch* ou *etch-and-dry*

Na tentativa de solucionar os problemas apresentados pelos adesivos *etch-and-rinse* foram desenvolvidos os adesivos *self-etch* que contrariamente aos anteriores dispensam o condicionamento ácido prévio do substrato e a sua lavagem. Estes adesivos estabelecem a sua ligação ao dente através da utilização de monómeros acídicos (ex: 10-MDP e Fenil-P) que dissolvem parte da superfície dentinária e a *smear layer*, incorporando-a na camada híbrida (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Milia *et al.*, 2012).

Conforme o pH, os sistemas adesivos *self-etch* podem ser fortes ou moderados. Os adesivos *self-etch* fortes ($\text{pH} \leq 1$) provocam uma desmineralização profundo substrato. Na dentina, dissolvem a hidroxiapatite quase na totalidade, expondo a matriz de colagénio à qual se interligam os monómeros resinosos. A hibridização da dentina é baseada na interdifusão e retenção micromecânica com formação de numerosas *resin tags*, à semelhança do que acontece nos adesivos *etch-and-rinse*, mas apresentam piores resultados a longo prazo (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Milia *et al.*, 2012).

Os adesivos *self-etch* moderados ($\text{pH} \pm 2$) não são acídicos o suficiente para promover a desmineralização necessário no esmalte. Na dentina, a profundidade de desmineralização é de 1 μm o que resulta numa camada híbrida mais fina e com menor número de *resin tags* (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Milia *et al.*, 2012).

Como alguns dos adesivos ($\text{pH}=1.5$) mais recentemente introduzidos no mercado não se enquadravam em nenhuma das categorias referidas acima, os autores classificaram-nos como intermédios. Para além desta nova adição, foram também acrescentados os adesivos ultra moderados para $\text{pH} > 2.5$ (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

As diferenças de desempenho entre os adesivos *self-etch* fortes e moderados são justificadas pela teoria da adesão - descalcificação, segundo a qual, os monómeros acídicos possuem afinidade para estabelecer ligações químicas ao cálcio da

hidroxiapatite remanescente. Desta maneira uma menor desmineralização da dentina traduz-se numa maior disponibilidade de iões cálcio ao qual o adesivo adere quimicamente (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Milia *et al.*, 2012).

Os sistemas *self-etch* (fortes e moderados) são subdivididos em adesivos *self-etch* de dois passos e de um passo, com base na aplicação separada ou combinada do *primer* acídico e do *bond*, respetivamente (Milia *et al.*, 2012).

2.2.4. Adesivos Universais ou multimodo

Os sistemas adesivos universais são a última inovação introduzida no mercado e foram criados com base nos adesivos *self-etch* de um passo. Como tal, consistem numa solução única composta pelo *primer* acídico e pelo adesivo. A particularidade destes adesivos universais é a possibilidade de utilização segundo a técnica *etch-and-rinse* ou *self-etch*, de acordo com a sua preferência do clínico (Suzuki *et al.*, 2016; Zhang *et al.*, 2016).

Quando utilizados pela técnica *etch-and-rinse*, os fabricantes aconselham o *selective enamel etching*, em que a aplicação do ácido deve ser limitada às margens em esmalte. Deste modo conseguem-se reunir os benefícios dos adesivos *etch-and-rinse* no esmalte e dos adesivos *self-etch* na dentina (Zhang *et al.*, 2016).

Estes novos sistemas adesivos prometem uma adesão química e micromecânica, duradoura ao esmalte e à dentina por conterem monómeros funcionais como o 10-MDP. O 10-MDP é um monómero hidrofílico acídico que permitem a utilização destes novos adesivos segundo as várias técnicas. Para além disso, o 10-MDP interage com os iões cálcio no esmalte e dentina, formando sais de Ca^{2+} insolúveis, que vão sendo depositados em nano-camadas e incorporados na camada híbrida. Deste modo consegue-se uma interface dente-resina mais estável e resistente (Surbhi *et al.*, 2011; Suzuki *et al.*, 2016).

Em contrapartida, os monómeros acídicos requerem uma quantidade de água considerável como solvente, para a sua ionização. A água incorporada nos adesivos pode ser evaporada antes da polimerização, no entanto a concentração de monómeros ionizados cria um gradiente osmótico que atrai fluídos da dentina subjacente. Alguns autores sugerem que o carácter hidrofílico dos adesivos e a presença de água residual

podem favorecer a degradação da interface adesiva (Milia *et al.*, 2012; Luque-Martinez *et al.*, 2014; Chen *et al.*, 2015).

Os sistemas adesivos universais têm demonstrado um bom desempenho quanto às forças de adesão imediatas mas ainda há pouca informação relativamente à sua durabilidade a longo prazo (Zhang *et al.*, 2016).

3. Lâmpadas emissoras de luz

As fontes de luz que podem ser utilizadas são, de menor para maior intensidade, as lâmpadas LED, de quartzo-tungstênio-halogénio, árgon-laser e PAC (Anusavice *et al.*, 2013).

As lâmpadas LED (light emitting diode) através de um processo eletrónico apenas emitem radiação na parte azul do espectro visível, com comprimentos de onda entre 440nm e 480nm. Estes dispositivos não requerem filtros, não geram calor, são recarregáveis e são silenciosos. Apesar de produzirem a radiação menos intensa, as versões mais recentes conjugam 2 ou mais unidades LED para estender a gama de comprimento de onda e aumentar a intensidade (Anusavice *et al.*, 2013).

4. Resistência adesiva à microtração

A fim de analisar a resistência adesiva entre materiais, os testes mais utilizados são os de microtração, desenvolvidos por Sano *et al.* em 1994, por obterem resultados mais fiáveis comparativamente aos testes de macrotração (Sano *et al.*, 1994; Van Meerbeek *et al.*, 2010; Sirisha *et al.*, 2014).

Os testes de microtração analisam a resistência adesivas de áreas aderidas de aproximadamente 1 mm² sendo a amostra testada uma pequena secção do dente. Como a amostra testada não corresponde ao dente completo, os testes de microtração permitem estudar zonas mais específicas do dente (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

Cada palito obtido é colado a jigs metálicos e em seguida são sujeitados a forças de tração de velocidade constante (0.5 a 1 mm por minuto) até se verificar fratura, sendo registado o valor da força aplicado nesse momento. A resistência adesiva (em μ TBS) calcula-se dividindo o valor da força adesiva pelo valor da área da interface adesiva (Armstrong *et al.*, 2010).

Este tipo de testes é mais fiável precisamente por testarem interfaces adesivas com áreas mais pequenas uma vez que a distribuição das forças ocorre de maneira mais uniforme. Desta maneira reduz-se o número de fraturas coesivas, sendo estas maioritariamente adesivas o que potencia uma avaliação mais rigorosa das forças reais. Também se verificou que os valores de resistência adesiva obtidos através de testes de microtração são superiores comparados aos testes de macrotração (Armstrong *et al.*, 2010; Van Meerbeek *et al.*, 2010; Sirisha *et al.*, 2014).

As desvantagens destes testes residem na sensibilidade à técnica de preparação dos espécimes. Alguns dos fragmentos preparados são descartados antes da microtração quer devido ao erro humano quer devido às fraturas prematuras. Para além disso, os palitos tendem a desidratar com alguma facilidade e dada a sua fragilidade podem facilmente ser danificados ou perdidos aquando a sua remoção dos *jigs* (Armstrong *et al.*, 2010).

II. Objetivos

Este estudo teve como objetivo avaliar a resistência adesiva por microtração de três sistemas adesivos aplicados na sua vertente *self-etch* em dentina lateral, coronária e radicular.

III. Hipóteses

Hipótese nula 1: Não existem diferenças significativas em relação às forças adesivas entre os três sistemas adesivos utilizados.

Hipótese nula 2: Não existem diferenças significativas em relação às forças adesivas entre a dentina lateral coronária e a dentina lateral radicular.

Hipótese alternativa 1: Existem diferenças significativas em relação às forças adesivas entre os três sistemas adesivos utilizados.

Hipótese alternativa 2: Existem diferenças significativas em relação às forças adesivas entre a dentina lateral coronária e a dentina lateral radicular.

IV. Materiais e métodos





O presente trabalho de investigação foi aprovado pela Comissão de Ética do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM).

Através deste estudo pretendeu-se comprar a resistência adesiva por microtração à dentina lateral, coronária e radicular, de três sistemas adesivos, aplicados na sua vertente *self-etch*.

Todo o procedimento experimental foi executado no Laboratório de Biomateriais do Instituto Universitário Egas Moniz.

Os materiais utilizados para a realização deste estudo encontram-se discriminados na tabela 1.

Tabela 1- Materiais utilizados: Composição, lote e pH

| Material | | Lote | Composição | pH |
|---|---|---------|--|------|
| One Coat 7 Universal (Coltene, Cuyahoga Falls, OH, USA) |  | I05120 | Metacrilatos incluindo 10-MDP, fotoiniciadores, etanol e água | 2.77 |
| FuturaBond® U SingleDose (VOCO GmbH, Guxhave, Alemanha) |  | 1739079 | HEMA, Bis-GMA, HEDMA, UDMA, MDP, monómero adesivo ácido, catalisador, iniciador, etanol e água | 2.44 |
| Normabond SE (Normon, Madrid, Espanha) |  | 010911 | Metacrilato, etanol, fotoiniciadores | 1.77 |
| Resina Filtek™ Z250 (3M ESPE, Neuss, Alemanha) |  | N861035 | Bis-GMA, UDMA, bis-EMA, partículas de carga (aproximadamente 60%) | |

Foram utilizados 15 dentes molares hígidos, extraídos por motivos ortodônticos e/ou periodontais, usados até 6 meses após a extração e doados pelo Banco de Dentes da Clínica Dentária Egas Moniz (CDEM).

Após a colheita, todos os dentes foram lavados em água corrente e com o auxílio de uma cureta manual de Gracey foram removidos os tecidos moles aderidos. Em seguida, todos os dentes foram desinfetados numa solução de cloramina-T trihidratada a 1% durante 5 dias. Após este período, todas as peças dentárias foram armazenadas em água desionizada a 4°C, que foi renovada semanalmente até ao dia da utilização (ISO 11450, 2015).

Posteriormente, através do micrótomato de tecidos duros Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 5) os dentes foram seccionados pelo colo do dente, de modo a separar a porção coronária da porção radicular e expor a câmara pulpar. Posteriormente, as metades coronárias e radiculares foram divididas aleatoriamente em 6 grupos de n=5, de acordo com o descrito na tabela 2.



Figura 5- Micrótomato de tecidos duros Accutom 50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark)

Tabela 2- Grupos experimentais e respetivos sistemas adesivos e dentina

| Grupo | Adesivo | Dentina |
|--------------|-----------------------|----------------|
| OCC | One Coat 7® Universal | Coronária |
| OCR | One Coat 7® Universal | Radicular |
| FutC | Futurabond® Universal | Coronária |
| FutR | Futurabond® Universal | Radicular |
| NorC | Adesivo Normobond SE® | Coronária |
| NorR | Adesivo Normobond SE® | Radicular |

Todos os procedimentos experimentais foram executados pelo mesmo operador, num ambiente de temperatura e humidade controladas (23 ± 2) °C (Armstrong *et al.*, 2017).

Em cada fragmento, com recurso a instrumentos manuais procedeu-se à limpeza da câmara pulpar que depois foi preenchida com cola de cianoacrilato Loctite® Super Cola-3 (Henkel, Düsseldorf, Alemanha).

O esmalte e o cimento das faces mesiais e distais dos fragmentos coronários e radiculares, respetivamente, foram removidos com recurso a uma máquina de polir LaboPol-4 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (Figura 6) e discos abrasivos SiC de grão 400 (Struers, Ballerup, Dinamarca) sob água corrente até se verificar a exposição da dentina lateral.



Figura 6- Máquina polidora Struers LabPol-4 (Struers, Ballerup, Dinamarca)

Em cada uma das faces foi aplicado o sistema adesivo selecionado na vertente *self-etch*, de acordo com as instruções do fabricante (tabela 3) e em seguida foi efetuado um bloco de resina composta de aproximadamente 8 mm de altura. A resina composta utilizada foi a Filtek™ Z250 (3M ESPE), aplicada de acordo com as instruções do fabricante descritas na tabela 3.

Tabela 3- materiais e respetivas instruções de utilização indicadas pelo fabricante.

| <i>Material</i> | <i>Instruções de utilização</i> |
|-----------------------------|---|
| <i>One coat7 Universal</i> | 1) Agitar bem antes da utilização. 2) Aplicar o adesivo em toda a superfície. 3) Deixar atuar durante 20 segundos friccionando suavemente. 4) Fotopolimerizar durante 10 segundos |
| <i>Futurabond Universal</i> | 1) Ativar um blister <i>Singledose</i> . 2) Perfurar a folha do compartimento de mistura. 3) Alargar a abertura e misturar o adesivo com movimentos circulares até obter um material homogêneo. 4) Aplicar o adesivo em toda a superfície. 5) Deixar atuar durante 20 segundos friccionando suavemente. 6) Secar com jato de ar durante 5 segundos 7) Fotopolimerizar durante 10 segundos |
| <i>Normobond SE</i> | 1) Aplicar o adesivo em toda a superfície. 2) Deixar atuar durante 20 segundos, friccionando suavemente. 3) Secar com jato de ar 5 a 10 seg. 4) Fotopolimerizar durante 20 segundos. |
| <i>Filtek Z250</i> | 1) Aplicar incrementos até 2 mm. 2) Fotopolimerizar durante 20 segundos. |

O dispositivo fotopolimerizador utilizado foi o EliparTM DeepCure S (3M, St. Paul, MN, USA) (Figura 7) com emissão de luz na ordem dos 1470 mW/cm².

Figura 7- Fotopolimerizador EliparTM Deep cure S (3M, St.Paul, MN, USA)

Seguidamente, os fragmentos foram seccionados no sentido vestibulo-lingual, em duas metades, mesial e distal. Por fim, cada uma das metades foi seccionada nos sentidos x e y terminando com um corte paralelo ao longo eixo do dente, no micrótomo de tecidos duros de baixa velocidade, sob refrigeração a água, Accutom 50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) tendo sido obtidos palitos de $1\text{mm}^2 \pm 0.2$.

Os palitos foram armazenados em água desionizada durante as 24 horas seguintes na estufa Memmert INE 400 (Memmert, Alemanha) (Figura 8) à temperatura de 37°.



Figura 8- Estufa Memmert INE 400 (Memmert, Alemanha)

Passadas as 24 horas, os palitos foram testados em tensão, à velocidade de 0.5 mm por minutos, na máquina de testes universais Autograph AG-IS 50 kN (Shimadzu, Kyoto, Japan) (Figura 9), até ocorrer fratura. Em seguida e com recurso a uma craveira digital foram medidos, na porção dentinária, junto à interface adesiva, os lados x e y de cada palito a fim de determinar em mm^2 a área aderida.

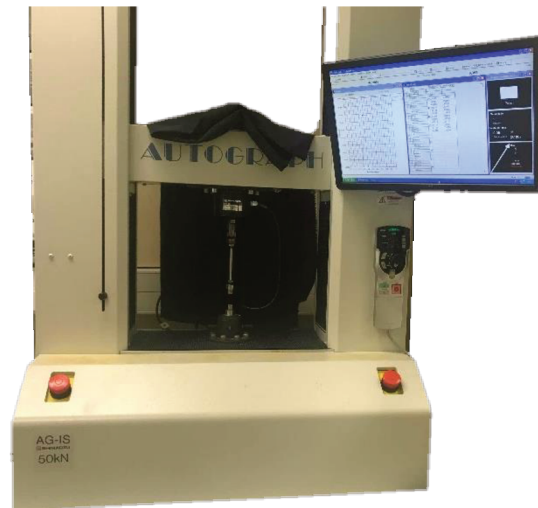


Figura 9- Máquina de testes universais Autograph AG-IS 50 kN (Shimadzu Kyoto, Japan)

A razão entre a força aplicada no momento da fratura (N) e a área de superfície aderida corresponde à resistência adesiva (μ TBS), expressa em MPa.

A determinação do tipo de fratura em cada palito foi feita através do estereomicroscópio (EMZ-8TR, Meiji Techno Co., Ltd., Saitama, Japan) numa ampliação de 20x, sendo as fraturas classificadas como falha adesiva (caso tenha ocorrido na interface adesiva), falha coesiva (quando esta se tivesse dado ao nível da dentina ou resina, exclusivamente) ou como falha mista (caso se tratasse de uma conjugação das duas anteriores).

Todas as falhas foram registadas, mas apenas as falhas adesivas foram contempladas na análise estatística.

Na figura 10 encontram-se ilustrados, sequencialmente, alguns passos do protocolo laboratorial.

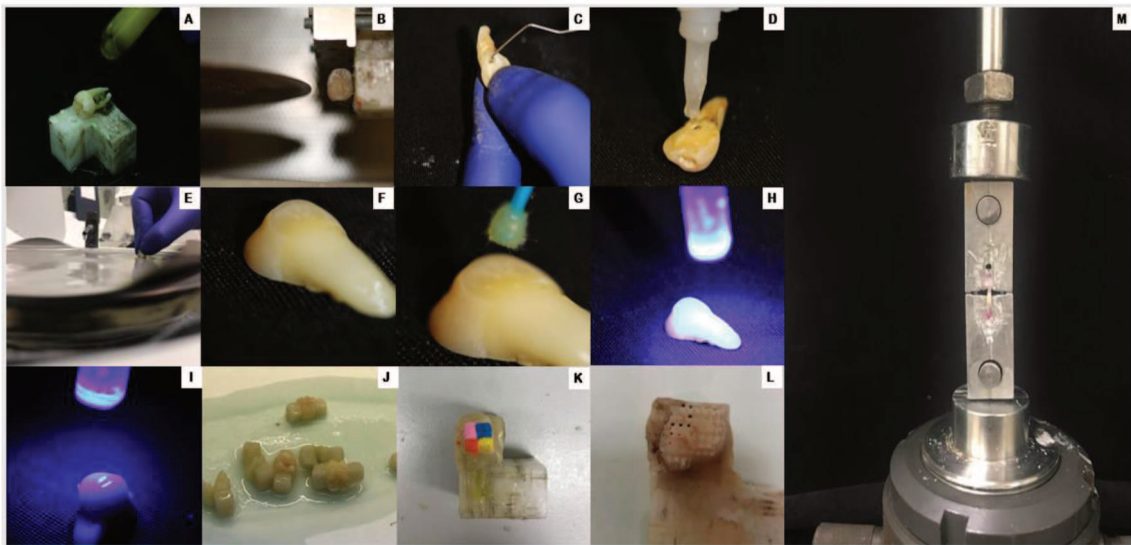


Figura 10- Fotografias de algumas etapas de preparação dos fragmentos.

A- Dente fixo ao suporte de acrílico com cera-cola; **B-** Representação da divisão inicial do dente em 4 fragmentos (corte no sentido vestibulo-lingual); **C-** Remoção dos restos pulpare e limpeza da camara pulpar; **D-** Preenchimento da câmara com cola de cianoacrilato; **E-** Remoção do cimento na face mesial dum fragmento radicular e formação de smear payer; **F-** Superfície de exposição da dentina lateral coronária; **G-** Aplicação do adesivo em toda a área de dentina lateral coronária exposta; **H-** Fotopolimerização do adesivo após secagem com jato de ar; **I-** Fotopolimerização do último incremento de resina composta; **J-** Aspeto dos fragmentos coronários e radiculares restaurados e antes do corte no sentido V-L; **K-** metade mesial de um fragmento coronário restaurado com resina composta, fixado a um bloco de acrílico antes do corte nas direções x, y e z. **L-** Aspeto dos palitos obtidos numa restauração, antes do corte na direção z; **M-** Fragmento colado a um jig metálico a ser testado em tensão.

O pH dos adesivos foi determinado com o auxílio do medidor de pH Basic 20 (Crison, Barcelona, Espanha) (Figura 11).



Figura 11- Aparelho medidor de pH Basic 20 (Crison, Barcelona, Espanha)

Para cada adesivo foram efetuadas três medições e considerou-se como valor do pH a média dos três valores obtidos. O dispositivo foi calibrado antes da primeira medição de cada adesivo e entre cada medição, efetuou-se a lavagem do eletrodo com água desionizada. Os valores de pH obtidos encontram-se discriminados na tabela 1.

V. Resultados

O nível de significância definido foi $p=0,05$, de modo a aceitar-se a hipótese nula se $p \geq 0,05$.

As fraturas adesivas de cada grupo foram quantificadas e ajustou-se um modelo linear misto (MM) aos dados de força adesiva obtidos em provetes de dentina provenientes de 2 regiões dentinárias (1-dentina coronária/2-dentina radicular) do mesmo dente em 3 sistemas adesivos (1-One coat7 universal/2-Futurabond universal/3-Normobond SE). As medições assim efetuadas introduzem correlações entre os valores de força registados em palitos da mesma região dentinária e heterogeneidades de variâncias nos valores obtidos em grupos diferentes, pelo que a estrutura de variância-covariância que melhor se ajusta aos dados precisa de ser avaliada.

O gráfico 1 representa a dispersão dos valores de força obtidos nos vários palitos, sugerindo a homogeneidade da dispersão. Nestas condições, foram consideradas apenas as matrizes de variância-covariância para variâncias homogêneas, nomeadamente, as matrizes de auto-regressão de 1ª ordem (AR1), auto-regressão de 1ª ordem com média móvel (ARMA1), simetria composta (SC), identidade (ID) e Toeplitz (TP).

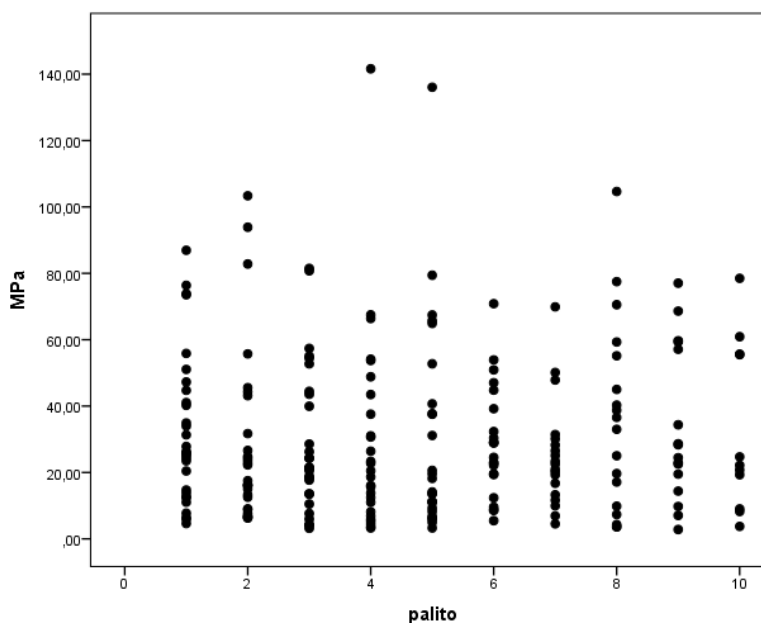


Gráfico 1- Dispersão dos valores de força adesiva para todos os adesivos e regiões dentinária (foram considerados casos em que se obtiveram até 10 palitos por região dentinária)

Para as várias matrizes consideradas, não se obteve convergência para a matrizes ARMA1 e TP. A tabela 4 apresenta os resultados do ajustamento para as restantes matrizes consideradas. A qualidade do ajustamento, de acordo com os critérios de informação indicados (menor valor, melhor ajustamento), é ligeiramente superior para a matriz identidade (SI), pelo que as comparações entre adesivos e regiões dentinárias foi efetuada assumindo essa estrutura de variância-covariância.

Tabela 4- Qualidade de ajustamento de várias matrizes para variâncias homogêneas.

| information criteria | AR1 | SC | ID |
|--------------------------------------|----------|----------|----------|
| -2 Restricted Log Likelihood | 2017,032 | 2017,599 | 2017,664 |
| Akaike's Information Criterion (AIC) | 2021,032 | 2021,599 | 2019,664 |
| Hurvich and Tsai's Criterion (AICC) | 2021,087 | 2021,654 | 2019,682 |
| Bozdogan's Criterion (CAIC) | 2029,829 | 2030,396 | 2024,062 |
| Schwarz's Bayesian Criterion (BIC) | 2027,829 | 2028,396 | 2023,062 |

A tabela 5 apresenta os resultados dos testes aos efeitos fixos de tipo III, concluindo-se que:

As 2 regiões de dentina (coronária/radicular) apresentam diferenças significativas ($p = 0.002$) no que respeita às forças adesivas, com valores de força mais elevados na região 1.

Os adesivos diferem significativamente ($p < 0.001$) no que se refere às forças adesivas, sendo que o adesivo 3 (Normobond SE[®]) apresenta forças de adesão mais elevadas do que os adesivos 2 (Futurabond[®]U) ($p < 0.001$) e 1 (One Coat 7[®] U) ($p < 0.001$).

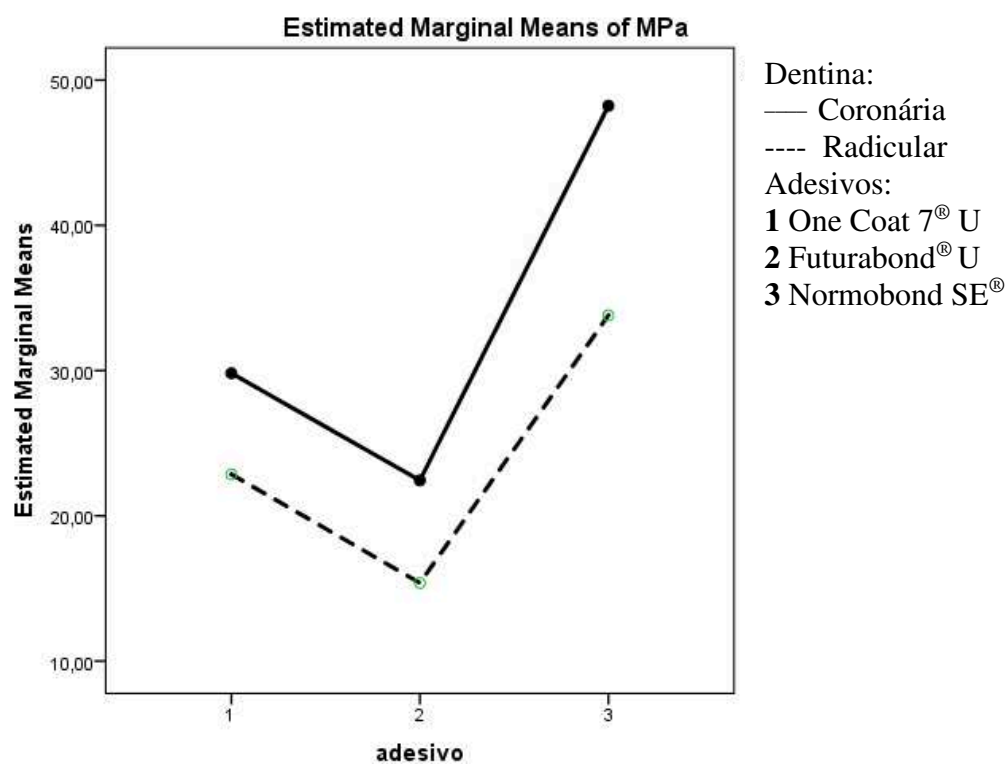
Os efeitos do fator adesivo são independentes do fator região dentinária ($p = 0.462$). (gráfico 2).

Tabela 5- Type III tests of fixed effects ^a

| Source | Numerator df | Denominator df | F | Sig. |
|-------------------|--------------|----------------|---------|------|
| Intercept | 1 | 221 | 367,109 | ,000 |
| adesivo | 2 | 221 | 21,669 | ,000 |
| dentina | 1 | 221 | 9,980 | ,002 |
| adesivo * dentina | 2 | 221 | ,776 | ,462 |

a. Dependent Variable: MPa.

Gráfico 2- Representação gráfica dos resultados obtidos



Em relação às estatísticas descritivas, a tabela 6 contém a informação pretendidas.

Tabela 6- Médias e desvios padrão de cada grupo

| Grupo | Média (MPa) | Desvio Padrão |
|--------------|--------------------|----------------------|
| OCC | 29,8177 | 29,96284 |
| OCR | 22,8576 | 14,31658 |
| FutC | 22,4402 | 19,06965 |
| FutR | 15,3817 | 11,85884 |
| NorC | 48,2312 | 28,35409 |
| NorR | 33,8026 | 21,50125 |

VI. Discussão

A necessidade de tratamento de lesões cervicais, cáries radiculares e sensibilidade ao nível da raiz, tem vindo a aumentar ao longo dos anos (Proença *et al.*, 2007).

A adesão ao substrato dentinário continua a ser um verdadeiro desafio, não só por se tratar de um substrato hidratado e complexo com uma elevada componente orgânica, mas também devido às variações de estrutura e composição em diferentes localizações anatómicas (Marshall *et al.*, 1997).

A tendência dos fabricantes é desenvolver materiais cada vez mais simplificados, facilitando a sua utilização. Os sistemas adesivos universais são os mais simples de utilizar dentro do leque de sistemas adesivos disponíveis no mercado (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Kim *et al.*, 2010).

Como tal, através do presente estudo, avaliou-se o efeito de duas regiões dentinárias diferentes (lateral coronária e lateral radicular) na resistência adesiva (μ TBS) de três sistemas adesivos diferentes, utilizados segundo a técnica *self-etch*.

Os resultados obtidos demonstram que a resistência adesiva dos três sistemas adesivos utilizados é maior na dentina coronária do que na dentina radicular ($p=0.002$) e que o adesivo Normobond SE resulta em forças adesivas superiores aos dos adesivos Futurabond U ($p<0.001$) e OneCoat7 U ($p<0.001$).

Após uma revisão da literatura disponível relativamente a este tema, foi encontrado o estudo conduzido por Proença *et al.*, em 2007 cujo objetivo foi avaliar e comparar a resistência adesiva de diferentes sistemas adesivos *self-etch* e *etch-and-rinse* em diferentes regiões dentinárias, utilizando um procedimento experimental semelhante ao do presente estudo. Os valores de resistência adesiva obtidos por estes autores também foram superiores na dentina coronária em comparação com a dentina radicular. Os valores mais elevados de resistência adesiva foram obtidos com o adesivo SEB (Clearfil SE Bond), superiores aos valores obtidos com os adesivos OneCoat7 U e Futurabond U. Este adesivo, apesar de ser classificado como um sistema *self-etch* de dois passos, originou forças adesivas menores em dentina coronária em comparação com o adesivo Normobond SE (utilizado como um sistema *self-etch* de um passo) e maiores em

dentina radicular. Na dentina coronária, todos os sistemas adesivos *self-etch* de um passo que os autores utilizaram no seu estudo resultaram em forças adesivas menores do que os adesivos OneCoat7 U e Normobond SE. Relativamente ao adesivo Futurabond U, as forças adesivas na dentina coronária são muito semelhantes, excepto comparando ao adesivo PLP, cujas forças adesivas são superiores e com o adesivo FUT (Futurabond), cujas forças adesivas foram inferiores. Na dentina radicular, todos os adesivos *self-etch* de um passo originaram forças adesivas inferiores às obtidas com o adesivo Normobond SE. Por outro lado, esses adesivos originaram forças adesivas semelhantes às do adesivo Futurabond U, exceto quando comparado aos adesivos PLP (Promt L-Pop) e SOL (Solist), cujos valores de força adesiva foram superiores. Em contrapartida, o adesivo OneCoat7 U originou forças adesivas mais elevadas, exceto em comparação com os adesivos PLP e SOL, cujos valores apresentam-se semelhantes.

Contudo, independentemente das semelhanças de protocolos entre os dois estudos, os sistemas adesivos utilizados diferem não só em relação à técnica e ao número de passos, mas também relativamente ao pH. Estas diferenças podem ser a causa das diferenças entre os valores de força adesiva mencionados anteriormente.

Costa *et al.*, em 2017 procuraram avaliar a capacidade de adesão à dentina, a curto e longo prazo, de quatro sistemas adesivos universais, sendo um deles o OneCoat7 U. As forças adesivas a curto prazo (após 24h) registadas por estes autores são muito inferiores às que foram obtidas no presente estudo. A grande discrepância de valores pode dever-se à localização anatómica do substrato dentinário. Enquanto que no nosso estudo, a dentina lateral, coronária e radicular foram objetos de investigação, no estudo de Costa *et al.*, foi utilizada apenas a dentina oclusal. A produção da *smear layer* foi feita com discos de polimento SiC 400 grit e 600 grit sendo que os autores não clarificam em qual dos grupos o disco utilizado.

As diferenças no número de grit influenciam a espessura da *smear layer* criada à superfície dentinária, o que por sua vez, poderá influenciar a capacidade de penetração do adesivo na dentina e consequentemente as forças adesivas (Kenshima *et al.*, 2006).

Muñoz *et al.*, em 2013 investigaram as propriedades adesivas de sistemas adesivos universais na dentina coronária oclusal. Apenas dois dos quatro grupos analisados foram preparados com sistemas adesivos universais na vertente *self-etch* (grupo SCSE e

grupo ALSE). As forças adesivas registadas no grupo ALSE (All Bond Universal utilizado como *self-etch* de 1 passo) são menores em comparação com os valores obtidos na dentina lateral coronária dos três sistemas adesivos utilizados no presente estudo. O grupo SCSE (Scotchbond Universal utilizado como *self-etch* de 1 passo), por outro lado, originou forças adesivas superiores às dos adesivos OneCoat7 U e Futurabond U e inferiores às do adesivo Normobond SE na dentina coronária. Apesar de se tratar de dentina coronária em ambos os estudos, a localização anatômica é diferente. No trabalho de Muñoz *et al.*, os blocos de resina foram construídos em dentina coronária oclusal. Para além disso, os autores utilizaram uma solução de cloramina-T menos concentrada aquando a desinfeção das peças dentárias e discos de polimento com grit mais elevado. O corte dos palitos foi feito após 24h de armazenamento numa estufa a 37°, em oposição ao presente estudo, onde os palitos foram cortados antes.

O trabalho de Yoshiyama *et al.*, publicado em 1998, teve como objetivo medir a resistência adesiva regional (TBS) de dois sistemas adesivos *self-etch* em diferentes localizações de esmalte e dentina e posterior análise microscópica da interface adesiva. Porém a metodologia adotada por Yoshiyama *et al.* é bastante diferente da metodologia do presente estudo. Os autores removeram, na face vestibular, o esmalte e a dentina mais superficial de modo a obter uma superfície plana, de incisal a apical, em dentina de profundidade média, construindo um único bloco de resina composta em toda a superfície. Após 24 h de armazenamento numa estufa a 37°C, o dente preparado foi seccionado em fatias, perpendicularmente ao longo eixo do dente. Cada fatia foi então preparada para que a área da interface adesiva fosse de aproximadamente 1mm². Os espécimes foram testados em tensão à velocidade de 1mm/min. As forças adesivas registadas na dentina coronária, cervical e radicular média não diferem significativamente. Relativamente ao adesivo LB2 (Clearfil Liner Bond), quando aplicado na dentina coronária cervical os autores reportaram forças adesivas superiores às do adesivo Futurabond U e inferiores às dos adesivos OneCoat7 U e Normobond SE, quando aplicado em dentina lateral coronária. Quanto ao adesivo FB (Fluoro Bond) aplicado em dentina cervical, este originou forças adesivas superiores às dos adesivos OneCoat7 U e Futurabond U, mas inferiores às do adesivo Normobond SE, aplicados em dentina lateral coronária.

Em relação às forças adesivas dos dois sistemas adesivos utilizados pelos autores em dentina radicular média, os valores registados foram superiores aos valores obtidos quando foram usados os adesivos OneCoat7 U e Futurabond U, mas inferiores aos valores originados pelo adesivo Normobond SE, aplicados na dentina lateral radicular.

No que diz respeito à dentina radicular, ainda existe muito pouca informação disponível na bibliografia, sendo que a grande maioria dos estudos que estudam este substrato são feitos na área da endodontia, procurando estudar a adesão dos materiais de obturação, nomeadamente de cimentos endodônticos à dentina radicular, no interior do canal (Gaston *et al.*, 2001; Bouillaguet *et al.*, 2003).

As diferenças de resistência adesiva observadas entre as dentinas lateral coronária e radicular podem estar associadas a diferenças de tamanho das superfícies preparadas bem como a diferentes densidades e direções dos túbulos dentinários à superfície (Chu *et al.*, 2010).

Chu, *et al.*, em 2010 evidenciaram que a densidade de túbulos dentinários é menor na dentina radicular do que na dentina coronária nas suas porções mais externas, mas que o diâmetro dos túbulos dentinários e o número de ramos terminais são maiores na raiz do que na coroa. A dentina coronária, para além de densidade tubular superior, também apresenta maior espessura de dentina peritubular.

Possivelmente, na dentina coronária existe uma maior área tubular disponível a ancorar um maior número de resin tags em comparação com a dentina radicular (Chu *et al.*, 2010).

Quando a adesão ocorre a nível do esmalte, a formação de resin tags favorece a ligação micromecânica do adesivo à superfície, no entanto a adesão à dentina não depende tanto na formação de resin tags, sendo atribuída mais importância ao processo de hibridização, durante o qual o adesivo se liga às fibras de colagénio da matriz orgânica. O maior número de resin tags formadas na dentina coronária poderá contribuir para aumentar as forças de adesão, mas não correspondem ao principal fator (Chu *et al.*, 2010).

Por outro lado, como os sistemas adesivos mais recentes têm na sua composição monómeros como o 10-MDP estes têm a capacidade de se ligar quimicamente à dentina.

Nunes *et al.*, em 2007 comprovaram que ocorre uma interação química entre o 10-MDP e a hidroxiapatite, bem como deposição de sais 10-MDP-Ca²⁺, obtendo-se uma nanocamada que aumenta a resistência mecânica da interface adesiva e a estabilidade da ligação, teoria confirmada também por Yoshida *et al.*, em 2012.

Na dentina coronária, a espessura da dentina peritubular é maior do que na dentina radicular, e como esta é mais mineralizada do que a dentina intertubular é provável que haja maior disponibilidade de íons Ca²⁺ para se ligarem aos monómeros funcionais do adesivo e estabelecer uma adesão química (Chu *et al.*, 2010).

Para além disto, foi relatado que a camada mais externa da dentina radicular apresenta diferenças quanto à organização e orientação das fibras de colagénio, ao conteúdo de fosfoproteínas e ao grau de mineralização quando comparada à dentina coronária (Nanci, 2013). Estas diferenças também poderão influenciar as forças de adesão, no entanto são necessários mais estudos para determinar se esta premissa é verdadeira.

Apesar da versatilidade de utilização que os sistemas adesivos universais apresentam, existem diferenças entre as suas composições que parece ser o principal fator de influência no desempenho destes materiais (Muñoz *et al.*, 2013).

Poggio *et al.*, em 2015 afirmaram que o monómero HEMA em associação com o álcool, particularmente com o etanol, poderia levar a valores altos de resistência adesiva. No entanto, este monómero quando associado à água em conjunto com etanol como solventes provavelmente impediria a completa polimerização do adesivo.

Esta teoria pode justificar as diferenças em relação às forças adesivas obtidas entre os materiais testados. Os grupos nos quais foi aplicado o adesivo Normabond SE originaram valores mais elevados de força adesiva nas duas regiões dentinárias. Comparando as componentes de cada adesivo verificou-se que os solventes nos adesivos One Coat7 Universal e Futurabond universal eram água e etanol e que no Normobond SE apenas o etanol é utilizado.

Apesar de os fabricantes disponibilizarem a listagem dos componentes de cada adesivo, estes não fazem uma descrição detalhada e tampouco fazem referência às proporções de cada componente. Deste modo a formulação dos adesivos, mesmo que utilizando

componentes semelhantes, pode diferir bastante de adesivo para adesivo e influenciar as forças de adesão ao substrato dentinário.

Yazdi *et al.*, em 2015 avaliaram o degrau de conversão e as forças adesivas à dentina, utilizando sistemas adesivos universais e concluíram que a percentagem de monómeros funcionais, neste caso do 10-MDP, tem influência não só na performance mas também no grau de conversão do adesivo.

Tay & Pashley em 2001 investigaram os efeitos da espessura da smear layer e do pH dos adesivos self etch na hibridização à dentina. Os seus resultados relatam que o adesivo menos ácido (pH=2.0) preserva tanto a smear layer como os smear plugs e que a verdadeira camada híbrida (dentina-adesivo) é fina. Os autores sugerem que a desmineralização provocada por este adesivo pode estar no limite mínimo necessário à ocorrência de hibridização. Por outro lado, outro adesivo mais ácido que o anterior (pH=1.2) mostrou ter capacidade de dissolver parcialmente a smear layer e smear plugs. Os autores observaram que a smear layer só fazia parte da camada híbrida quando a smear layer era espessa. O adesivo mais agressivo dos três (pH=1.0) dissolveu totalmente a smear layer e smear plugs, independentemente da sua espessura, formando camadas híbridas semelhantes às obtidas através de adesivos etch-and-rinse.

Parece haver alguma controvérsia na literatura quanto à relação entre a espessura da camada híbrida e as forças de adesão à dentina. Alguns autores consideram que essa correlação não existe e que a existência de camadas híbridas finas não deverá comprometer a adesão. Desta maneira, as forças de adesão dependeriam da polimerização dos componentes resinosos (Ciucchi *et al.*, 1995; Gwinnett *et al.*, 1996; Pashley *et al.*, 1998).

Não obstante, Anchieta *et al.* em 2011 conduziram um estudo sobre este tema, tendo concluído que existe relação entre a espessura da camada híbrida e as forças adesivas, sugerindo que camadas mais espessas resultam em forças adesivas mais altas. Porém, estes resultados podem não corresponder à realidade de todos os sistemas adesivos, uma vez apenas foram testados adesivos total-etch de dois passos.

Existe a possibilidade de que monómeros mais acídicos e hidrofílicos, cada vez mais utilizados nos sistemas adesivos universais, sejam capazes de penetrar mais profundamente não só na dentina intertubular, mas também nos túbulos dentinários. A

presença de água proveniente dos túbulos dentinários pode interferir com a polimerização dos monómeros (Wang & Spencer, 2005).

Wang & Spencer em 2005 relataram que a utilização de adesivos “*all-in-one*” provocava polimerização incompleta e desmineralização contínua da dentina no interior dos túbulos. A existência de monómeros residuais, não polimerizados, pode ser a causa dessa desmineralização continuada o que, por sua vez, poderá dar origem a zonas porosas, não preenchidas por resina e suscetíveis à degradação hidrolítica.

É discutível se os monómeros permanecem acídicos o suficiente para se continuarem a difundir pela dentina uma vez que esta tem uma boa capacidade tampão, sendo provável que neutralize os monómeros em questão (Camps & Pashley, 2000; Spencer *et al.*, 2000).

A viscosidade do adesivo também pode ter influência no processo de hibridização, uma vez que o material deve ser fluído o suficiente para penetrar e difundir-se nos espaços interfibrilares (na ordem dos 20 nanómetros) (Anusavice *et al.*, 2013).

Em contrapartida, quando um adesivo mais viscoso é aplicado na superfície dentária, cria-se uma camada adesiva mais espessa que prevenindo a inibição de polimerização pelo oxigénio, poderá aumentar as forças adesivas (Anusavice *et al.*, 2013).

VII. Conclusões

Apesar das limitações deste estudo *in vitro*, podemos concluir que:

1. As forças de resistência adesiva obtidas diferem significativamente nas duas regiões dentinárias ($p= 0.002$), tendo sido obtidos valores em dentina lateral coronária em comparação à dentina lateral radicular.
2. As forças de resistência adesiva obtidas diferem significativamente entre os adesivos utilizados ($p< 0.001$), sendo o adesivo Normobond SE[®] originou forças de adesão mais elevadas que os adesivos Futurabond[®] U ($p< 0.001$) e OneCoat7[®] U ($p< 0.001$).
3. Os valores mais elevados de força adesiva foram obtidos quando o adesivo Normobond SE[®] foi aplicado em dentina lateral coronária.
4. Os valores mais baixos de força adesiva registados correspondem ao adesivo Futurabond[®] Universal quando aplicado em dentina lateral radicular.

Com base nos resultados obtidos, ambas as hipóteses nulas foram rejeitadas, tendo sido aceites as hipóteses alternativas.

Estudos futuros

Futuramente, seria interessante a realização de estudos de avaliação microscópica, não só para melhor caracterização da dentina em diferentes regiões anatómicas, mas também para investigar qual o efeito no processo de formação da camada híbrida das possíveis diferenças entre os vários tipos de dentina.

VIII. Bibliografia

Anchieta, R. B., Oliveira, F. G., Sundfeld, R. H., Rahal, V., Machado, L. S., Alexandre, R. S., & Rocha, E. P. (2011). Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. *Acta Odontologica Latinoamericana : AOL*, 24(3), 272–278.

Anusavice, K., Shen, C. & Rawls, H. R. (2013). Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier.

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J. & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), 50–62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>

Bedran-Russo, A., Leme-Kraus, A. A., Vidal, C. M. P. & Teixeira, E. C. (2017). An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth–Adhesive Interface. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 713–731. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.001>

Bouillaguet, S., Troesch, S., Wataha, J. C., Krejci, I., Meyer, J. M. & Pashley, D. H. (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials*, 19(3), 199–205. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00030-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00030-1)

Brudevold, F., Buonocore, M. & Willeman, W. (1956). A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*, 35(6), 846–851. <https://doi.org/10.1177/00220345560350060401>

Chen, C., Niu, L.-N., Xie, H., Zhang, Z.-Y., Zhou, L.-Q., Jiao, K. & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine - Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, 43(5), 525–536. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.004>

Chu, C. Y., Kuo, T. C., Chang, S. F., Shyu, Y. C. & Lin, C. P. (2010). Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study. *Journal of Dental Sciences*, 5(1), 14–20. [https://doi.org/10.1016/S1991-7902\(10\)60003-](https://doi.org/10.1016/S1991-7902(10)60003-7)

Ferreira, M. & Figueiredo, C. (2015). *Adesão química: a incorporação do monômero 10-MDP nos dentários*. Mestre. Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Gaston, B. a, West, L. a, Liewehr, F. R., Fernandes, C. & Pashley, D. H. (2001). Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontia*, 27, 321–324. <https://doi.org/10.1097/00004770-200105000-00001>

Goldberg, M. (2011). Dentin structure composition and mineralization. *Frontiers in Bioscience*, E3(2), 281. <https://doi.org/10.2741/e281>

Gwinnett, A. J., Tay, F. R., Pang, K. M. & Wei, S. H. (1996). Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. *American Journal of Dentistry*, 9(4), 140—144. <http://europepmc.org/abstract/MED/9002787>

ISO 11405:2015. Dentistry - Testing of adhesion to tooth structure. (2015).

Kenshima, S., Francci, C., Reis, A., Loguercio, A. D. & Filho, L. E. R. (2006). Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *Journal of Dentistry*, 34(10), 775–783. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.03.001>

Kim, J., Mai, S., Carrilho, M. R., Yiu, C. K. Y., Pashley, D. H. & Tay, F. R. (2010). An all-in-one adhesive does not etch beyond hybrid layers. *Journal of Dental Research*, 89(5), 482–487. <https://doi.org/10.1177/0022034510363665>

Kugel, G. & Ferrari, M. (2000). the Science of Bonding: From First To Sixth Generation. *The Journal of the American Dental Association*, 131(June 2000), 20S–25S. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2000.0398>

Luque-Martinez, I. V., Perdigão, J., Mnoz, M. A., Sezinando, A., Reis, A. & Loguercio, A. D. (2014). Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials*, 30(10), 1126–1135. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.002>

Marshall, J. R., Marshall, S. J., Kinney, J. H. & Balooch, M. (1997). The dentine substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441–

458.

Milia, E., Cumbo, E., Jose A. Cardoso, R. & Gallina, G. (2012). Current Dental Adhesives Systems. A Narrative Review. *Current Pharmaceutical Design*, 18(34), 5542–5552. <https://doi.org/10.2174/138161212803307491>

Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D. & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.03.001>

Nakabayashi, N., Kojima, K. & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265–273. <https://doi.org/10.1002/jbm.820160307>

Nakabayashi, N., Nakamura, M. & Yasuda, N. (1991). Hybrid Layer as a Dentin-Bonding Mechanism. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 3(4), 133–138. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1991.tb00985.x>

Nanci, A. (2013). Ten Cate's Oral Histology: Development, structure and function. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby

Nunes, T. G., Polido, M., Amorim, A., Nunes, S. G. & Toledano, M. (2007). Multinuclear magnetic resonance studies on the chemical interaction of a self-etching adhesive with radicular and coronal human dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(10), 2093–2099. <https://doi.org/10.1007/s10856-007-3148-9>

Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H., Carvalho, R. M. & Russell, C. M. (1995). Bond strength versus dentine structure: A modelling approach. *Archives of Oral Biology*, 40(12), 1109–1118. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(95\)00090-9](https://doi.org/10.1016/0003-9969(95)00090-9)

Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.01.001>

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. & Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21(9), 864–881. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.003>

Poggio, C., Beltrami, R., Scribante, A., Colombo, M. & Chiesa, M. (2015). Shear bond strength of one-step self-etch adhesives: pH influence. *Dental Research Journal*, 12(3), 209–214. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4432602/>

Prati, C., Chersoni, S., Mongiorgi, R. & Pashley, D. H. (1998). Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Operative Dentistry*, 23(4), 185—194. <http://europepmc.org/abstract/MED/9760921>

Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Erhardt, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F. & Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental Materials*, 23(12), 1542–1548. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.001>

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90067-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90067-1)

Sartori, N., Peruchi, L. D., Phark, J. H. & Duarte, S. (2016). The influence of intrinsic water permeation on different dentin bonded interfaces formation. *Journal of Dentistry*, 48, 46–54. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.03.005>

Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y. & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry : JCD*, 17(5), 420–426. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.139823>

Sofan, E., Romeo, U., Migliau, G. & Migliau, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems : from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia A Journal of Odontologic Sciences*, VIII(1), 1–17. <https://doi.org/https://dx.doi.org/10.11138%2Fads%2F2017.8.1.001>

Spencer, P., Wang, Y., Walker, M. P., Wieliczka, D. M. & Swafford, J. R. (2000). Interfacial Chemistry of the Dentin / Adhesive Bond. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1458–1463. <https://doi.org/10.1177/00220345000790070501>

Surbhi Kakar, Mridula Goswami, A. K. (2011). Dentin Bonding Agents I: Complete Classification - A Review. *World Journal of Dentistry*, 2(December), 367–370.

Suzuki, T., Takamizawa, T., Barkmeier, W., Tsujimoto, A., Endo, H., Erickson, R. & Miyazaki, M. (2016). Influence of Etching Mode on Enamel Bond Durability of Universal Adhesive Systems. *Operative Dentistry*, 41(5), 520–530. <https://doi.org/10.2341/15-347-L>

Tay, F. R. & Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296–308. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00087-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00087-7)

Thanatvarakorn, O., Nakajima, M., Prasansuttiorn, T., Ichinose, S., Foxton, R. M. & Tagami, J. (2014). Effect of smear layer deproteinizing on resin-dentine interface with self-etch adhesive. *Journal of Dentistry*, 42(3), 298–304. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.026>

Tjäderhane, L. (2015). Dentin Bonding: Can We Make it Last? *Operative Dentistry*, 40(1), 4–18. <https://doi.org/10.2341/14-095-BL>

Tjäderhane, L., Carrilho, M. R., Breschi, L., Tay, F. R. & Pashley, D. H. (2009). Dentin basic structure and composition-an overview. *Endodontic Topics*, 20(1), 3–29. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00269.x>

Van Landuyt, K., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P. & Van Meerbeek, B. (2005). Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. In G. Eliades, D. Watts, & T. Eliades (Eds.), *Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties* (pp. 89–122). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/3-540-28559-8_5

Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757–3785. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.044>

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P. & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Buonocore Memorial Lecture-University of Washington*, 28(3), 215–235.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. & De

Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100–121. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>

Wang, Y. & Spencer, P. (2005). Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *Journal of Dental Research*, 84(4), 350–354. <https://doi.org/10.1177/154405910508400411>

Watanabe, I., Nakabayashi, N. & Pashley, D. H. (1994). Bonding to Ground Dentin by a Phenyl-P Self-etching Primer. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1212–1220. <https://doi.org/10.1177/00220345940730061301>

Yazdi, F., Moosavi, H., Atai, M. & Zeynali, M. (2015). Dentin bond strength and degree of conversion evaluation of experimental self-etch adhesive systems. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(2), e243–e249. <https://doi.org/10.4317/jced.51842>

Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T. & Meerbeek, B. Van. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376–381. <https://doi.org/10.1177/0022034512437375>

Yoshiyama, M., Matsuo, T., Ebisu, S. & Pashley, D. (1998). Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *Journal of Dentistry*, 26(7), 609–616. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(97\)00046-8](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(97)00046-8)

Zhang, Z. yi, Tian, F. cong, Niu, L. na, Ochala, K., Chen, C., Fu, B. ping & Tay, F. R. (2016). Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *Journal of Dentistry*, 45, 43–52. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.11.00>

IX. Anexos:

Comissão de Ética



Proc. Interno nº 656

Ex.ma Senhora
Ecaterina Ursu

Monte de Caparica, 12 de setembro de 2018.

Ex.ma Senhora,

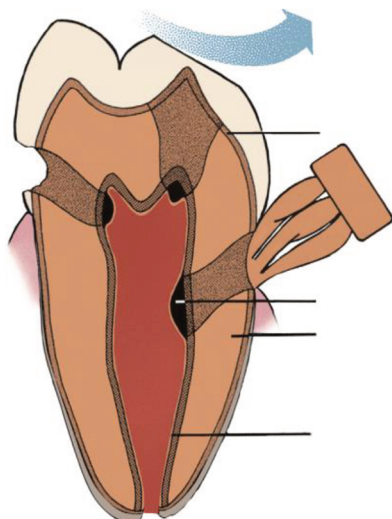
Em resposta ao Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado **“Resistência Adesiva à dentina lateral coronária e radicular”**, foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

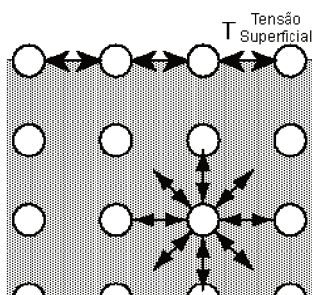
A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof^a. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

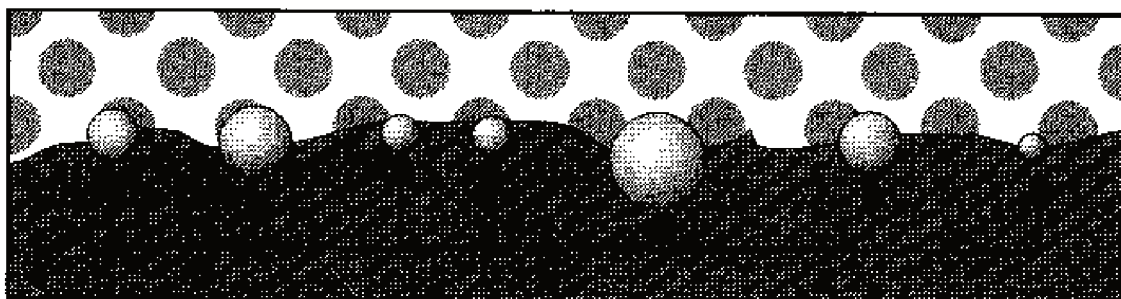
EGAS MONIZ – COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR, CRL
Campus Universitário – Quinta da Granja – Monte de Caparica
2829-511 Caparica



Anexo 2- Diferentes tipos de dentina e as suas localizações (retirado de Nanci, 2013)



Anexo 3- Forças coesivas atuando no interior de um material e tensão superficial (retirado de <http://www.bertolo.pro.br/Biofisica/Fluidos/surten2.gif> 25/05/2018 19:46)



Anexo 4- Bolhas de ar formadas nas irregularidades da superfície. (retirado de Anusavice *et al.*, 2013)